

**VERGLEICH ZWISCHEN
EMG-ABLEITUNGEN MIT NADEL- UND
OBERFLÄCHENELEKTRODEN BEI
REPETITIVER STIMULIERUNG**

Wolfgang Krahel

1978



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41549006_0022

AUS DER NEUROLOGISCHEN KLINIK DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN
DIREKTOR: PROFESSOR DR.MED. A. SCHRADER

VERGLEICH ZWISCHEN EMG-ABLEITUNGEN
MIT NADEL- UND OBERFLÄCHENELEKTRODEN
BEI REPETITIVER STIMULIERUNG

INAUGURAL - DISSERTATION
ZUR ERLANGUNG DER DOKTORWÜRDE IN DER GESAMTEN MEDIZIN
AN DER LUDWIG MAXIMILIANS - UNIVERSITÄT ZU MÜNCHEN

vorgelegt von
Wolfgang Krahel
aus
Heppenheim
1977

Mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr.A. S c h r a d e r

Mitberichterstatter: OA. Dr. A. R o s s

Dekan: Prof. W. S p a n n

Tag der mündlichen Prüfung: 31.1.1978



Zu danken habe ich,

Herrn Prof. Dr. med. A. Schrader, Direktor der Neurologischen Klinik der Universität München, für die freundliche Überlassung des Themas und eines Arbeitsplatzes in seiner Klinik.

Herrn OA. Dr. med. A. Ross für die freundliche Betreuung und unermüdliche Unterstützung.

Herrn Dr. med. R. Witt für den Rat in technischen Fragen.

Frau G. Moschner für die Unterstützung bei der Durchführung der Versuche.

Frau M. Brunhuber für ihre freundliche Bereitschaft das Manuskript ins Reine zu schreiben

und nicht zuletzt allen Versuchspersonen, die sich für die Experimente zur Verfügung gestellt haben.

INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG

1.1. REPETITIVE STIMULIERUNG UND MYASTHENISCHES SYNDROM

1.2. OBERFLÄCHEN- UND NADELELEKTRODEN ALS AB-LEITELEKTRODEN

1.3. ZIEL DER ARBEIT

2. METHODEN

2.1. VERSUCHSPERSONEN

2.2. GERÄTEBESCHREIBUNG

2.3. VERSUCHSBESCHREIBUNG

2.4. SUBJEKTIVE EINSCHÄTZUNG DER UNTERSUCHUNG

3. ERGEBNISSE

3.1. STATISTISCHE AUSWERTUNG

4. DISKUSSION

5. ZUSAMMENFASSUNG

6. TABELLEN

7. LITERATURVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG

Für die Diagnose vieler Nerven- und Muskelerkrankungen sind heute elektromyographische und elektroneurographische Untersuchungen ein wesentlicher Bestandteil geworden.

Während früher solche Untersuchungen einen hohen apparativen Aufwand mit sich brachten, haben sich in den letzten Jahren durch die Anwendung neuer Techniken EMG-Untersuchungen auch in der Praxis durchgesetzt (14). Als Ableitelektroden können dabei sowohl Oberflächen- als auch Nadelelektroden verwendet werden. Da Nadelelektroden meist genauere Informationen über Muskel und Nerv liefern als Oberflächenlektroden, werden bei elektromyographischen Untersuchungen häufig Nadelelektroden vorgezogen. Ein praktischer Vorteil von Nadelelektroden ist auch ihre im allgemeinen praktischere und raschere Anwendungsmöglichkeit. In der Literatur sind über direkte Vergleiche zwischen Oberflächen- und Nadelelektroden nicht allzuvielen Arbeiten aufgeführt.

(1) (4)

Im folgenden soll nun versucht werden festzustellen, welcher Unterschied besteht zwischen Nadel- und Oberflächenableitung bei repetitiver Stimulierung. Da die repetitive Stimulierung bei der Feststellung eines myasthenischen Syndroms eine große Rolle spielt, wird sich diese Untersuchung auch immer wieder dem Problem der Diagnose des myasthenischen Syndroms zuwenden.

1.1. REPETITIVE STIMULIERUNG UND MYASTHENISCHES SYNDROM

Bei der Prüfung neuromuskulärer Funktionsstörungen wird heute, neben anderen Verfahren, die von HARVEY und MASLAND 1941 eingeführte Methode der Serienstimulation verwendet (9). Dabei wird ein motorischer Nerv supramaximal mit Serien von aufeinanderfolgenden Reizen wiederholt erregt und gleichzeitig das Summenaktionspotential registriert. Diese Methode spielt bei der Differentialdiagnose der Myasthenia gravis und anderen Myasthenieformen eine entscheidende Rolle.

Das myasthenische Syndrom bei der Myasthenia gravis beruht auf einer primären Funktionsstörung der Erregungsübermittlung im Bereich der motorischen Endplatte. Der genaue Ort der Funktionsstörung ist dabei noch unbekannt. Er könnte sowohl prä- als auch postsynaptisch liegen. Bei Annahme eines präsynaptischen Defektes käme eine ungenügende Bildung oder Freisetzung von Acetylcholin in Frage. Nimmt man einen postsynaptischen Defekt an, könnte dieser durch eine verminderte Empfindlichkeit der motorischen Endplatte gegenüber Acetylcholin bedingt sein. Weiterhin muß man an die Möglichkeit einer abnormen Aktivität der Cholinesterase gedacht werden (22). Diese biochemischen Vorgänge äußern sich an der Muskelendplatte als elektrische Phänomene.

Ist die Funktion der neuromuskulären Übertragung ungestört, so muß die Amplitude des Muskelantwortpotentials zwischen 1 und ungefähr 30 Reizen pro

Sekunde gleich hoch bleiben. Ein frühzeitiger Abfall der Amplitude auf $1/3$ der Ausgangsamplitude kann als deutlicher Hinweis auf eine Myasthenia gravis angesehen werden (11). Bei höheren Reizfrequenzen ist häufig eine Facilitation, ein initialer Amplitudenanstieg zu beobachten (23). Als Beweis für eine vorliegende Myasthenia gravis gilt der Nachweis einer post-tetanischen Erschöpfung und die Reversibilität der Veränderungen durch Tensilon-Injektionen.

Einen myasthenieähnlichen Zustand, der mit einer deutlichen Zunahme der Muskelaktionspotentiale einhergeht, haben EATON und LAMBERT festgestellt (11). Untersuchungen von BAYKUSCHEW und HOPF zeigten, daß auch bei normalen Versuchspersonen bei repetitiver Stimulierung Veränderungen von Amplitude und Dauer der Reizantwort auftreten können (2). Ein weiterer Faktor, der die Amplitudengröße beeinflußt, ist die Temperatur des untersuchten Muskels. So besteht eine negativ lineare Beziehung zwischen intramuskulärer Temperatur und pathologischem Amplitudenabfall bei der Myasthenia gravis. Je niedriger also die Temperatur des Muskels ist, um so weniger ausgeprägt ist ein Amplitudenabfall (20). Aus dem bisher gesagten wird deutlich, daß bei repetitiver Stimulierung eines Nerven für unterschiedliche Ergebnisse eine ganze Reihe verschiedener Faktoren verantwortlich ist. Dieser Tatsache muß man sich bei elektromyographischen Untersuchungen bewußt sein.

1.2. OBERFLÄCHEN- UND NADELELEKTRODEN ALS AB- LEITELEKTRODEN

Die Registrierung der elektrischen Aktivitäten an Muskel und Nerv können mit verschiedenen Elektroden vorgenommen werden. Hier soll die Oberflächen-elektrode und die konzentrische Nadelelektrode als Ableitungselektrode besprochen werden.

In der Praxis der elektromyographischen Untersuchungen werden sowohl Nadel- als auch Oberflächen-elektroden verwendet. Häufig wird man Nadelelektroden als Ableitelektroden bevorzugen, da ihr Ausgangswert und Anwendungsbereich oft größer und auch praktischer ist als der von Oberflächen-elektroden. Während Oberflächen-elektroden den Gesamteindruck der elektrischen Aktivität von Muskeln wiedergeben, wobei über tiefer liegende Muskelschichten keine Information vorliegt, lassen sich durch Nadelelektroden genauere Aussagen machen. Bei Nadelableitungen können natürlich auch die elektrischen Aktivitäten von tiefer liegenden Muskelschichten bestimmt werden und die Aktionspotentiale einzelner motorischer Einheiten registriert werden (1) (4) (14).

Die konzentrische Nadelelektrode ist so aufgebaut, daß sie als differente Elektrode eine Platinseele besitzt. Diese Platinseele ist durch einen Kunststoffmantel von der Stahlkanüle, die als indifferente Elektrode dient, isoliert. Als Oberflächen-elektroden dienen im allgemeinen kleine Silberplättchen, die z. B. durch Klebeband auf der Haut befestigt werden können.

BOUISSET und MATON 1973 untersuchten in ihrer Arbeit Zusammenhänge zwischen Oberflächen- und Nadelelektrodenableitung, dabei hatten sie am Bizeps brachii sowohl Oberflächen- als auch drei, an verschiedenen Stellen eingebrachte konzentrische Nadelelektroden befestigt und dann die elektrische Aktivität bei willkürlichen isometrischen Kontraktionen gemessen. Dabei stellte sich dann eine lineare Korrelation zwischen der Oberflächenableitung und den drei Nadelableitungen dar (4).

Die Potentialform eines evozierten Muskelaktionspotentials ist bei Oberflächen- und Nadelelektrodenableitung etwas verschieden. Bei Oberflächenableitung zeigt sich bei Reizung proximal vom Erfolgsorgan ein biphasisches Aktionspotential, das aus der Summe zweier monophasischer Aktionspotentiale unter beiden Elektroden besteht. Bei der Verwendung von konzentrischen Nadelelektroden entsteht ein Aktionspotential, das nicht unbedingt in rein biphasischer Form auftritt (14) .

Werden bei vielen Untersuchungen Nadelelektroden günstiger sein, so haben doch auch Oberflächen- elektroden ihre Berechtigung. Ein nicht zu unterschätzender Vorteil ist, daß die Anwendung von Oberflächen- elektroden keine schmerzhaft empfundene Empfindung hervorruft, während die Angst vieler Patienten und Versuchspersonen vor Nadeleinstichen nicht unbeträchtlich ist.

Bei der Diagnose der Myasthenia gravis mittels Serienstimulation empfehlen SMORTO und BASMAJIAN (1977) Oberflächen- elektroden, da damit ihrer Mei-

nung nach verlässlichere Ergebnisse zu erhalten sind. Als Begründung geben sie an, daß konzentrische Nadelelektroden bei einer solchen Untersuchung deshalb nicht so günstig seien, da das Ableitgebiet relativ gering ist und jedes geringe Verschieben der Nadelspitze zu veränderten Reizantworten führen kann (22).

1.3. ZIEL DER ARBEIT

Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Frage, welche Ergebnisse unterschiedliche Meßmethoden bei der Registrierung von Muskelaktionspotentialen während repetitiver Reizung bringen. Dabei vergleichen wir Oberflächen Elektroden mit konzentrischen Nadelelektroden.

Wir wollen zum einen wissen, welche Unterschiede sich im Bezug auf Amplitudenschwankungen bei den verschiedenen Meßmethoden zeigen. Dabei werden wir mit Reizfrequenzen von 3/sec. und 5/sec. arbeiten. Diese Frequenzen haben wir gewählt, da sie sich in einem Bereich befinden, der bei der Diagnose der Myasthenia gravis die günstigsten Resultate erbringt (8) (22). Außerdem interessiert uns, welchen Einfluß Willkürinnervation zwischen den Versuchsserien auf die Meßergebnisse hat.

Neben diesen objektiven Daten, wollen wir die subjektive Einschätzung der Versuchspersonen gegenüber den unterschiedlichen Meßmethoden feststellen. Die Anwendung von Nadelelektroden ist im Gegensatz zu

Oberflächenelektroden für Patienten und Versuchspersonen schmerzhaft. Da bei beiden Meßmethoden supramaximale Reize angewendet werden, könnte es sein, daß der elektrische Reiz so unangenehm ist, daß es keine Rolle spielt, ob Oberflächen- oder Nadelelektroden angewendet werden. Dieser Frage der subjektiven Einschätzung, d.h. Angst vor solchen Versuchen, soll ebenfalls in dieser Untersuchung nachgegangen werden.

2. METHODEN

2.1. VERSUCHSPERSONEN

Insgesamt stellten sich für diese Untersuchung 20 Personen freiwillig zur Verfügung. Dabei handelte es sich bei den Versuchspersonen um 7 Frauen und 13 Männer im Alter zwischen 21 und 37 Jahren ($M = 26,6$ Jahre $\pm 3,6$), die sich nach Aufklärung über den Versuchsablauf zur Untersuchung bereit erklärt hatten. Neurologisch waren alle Versuchspersonen unauffällig. Keine der Personen litt an einer neurologischen Erkrankung oder stand unter irgendeiner Dauermedikation.

2.2. GERÄTEBESCHREIBUNG

Die Versuche wurden in einem gut temperierten Raum durchgeführt, um Muskelzittern und temperaturbedingte Artefakte zu vermeiden.

Die elektrischen Reize zur Serienstimulation wurden mit dem Reizgerät TÖNNIES Type D gegeben. Dieses Gerät ist in der Lage Rechteckimpulse definierter Amplitude und Dauer sowie frei variierbarer Frequenz zu erzeugen.

Die Registrierung erfolgte mit dem Elektromyographen DISA 14 C 11. Am Oszilloskop wurden die aufeinanderprojizierten Potentiale mit einer Polaroidkamera festgehalten. Der Elektromyograph war weiterhin mit einer Lautsprecheranlage gekoppelt, welcher die elektrischen Aktivitäten hörbar machte.

Als Ableitelektroden wurden handelsübliche Oberflächenелеktroden (Silberplättchen) und konzentrische Nadelelektroden verwendet. Als Reizelektroden benutzten wir Oberflächenелеktroden mit angefeuchteten Filzringen. Die Erdungselektrode, die zwischen Reiz- und Ableitelektrode befestigt wurde, bestand aus einem angefeuchteten Band, das am Unterarm angebracht wurde.

2.3. VERSUCHSBESCHREIBUNG

Nachdem die Versuchsperson den Untersuchungsraum betreten hatte, wurde sie noch einmal über den Ablauf des Versuchs und dessen Ungefährlichkeit unterrichtet. Außerdem wurde eine kurze Erklärung zu den Versuchsgeräten gegeben. Anschließend wurde die Versuchsperson gebeten sich in entspannter, bequemer Haltung auf die Untersuchungsfläche zu legen.

Nach Überprüfung der Funktionsfähigkeit der Geräte wurde bei der Versuchsperson am re. Unterarm eine angefeuchtete Erdungselektrode angebracht. Als nächstes wurde nach Desinfektion der Haut eine konzentrische Nadelelektrode ca. 1,5 cm tief in den musculus abductor digiti minimi dexter eingestochen. Die Einstichaktivität wurde mit dem Oszilloskop und mittels Lautsprecher akustisch registriert. Dann reizten wir den Nervus ulnaris über dem Sulcus ulnaris humeri.



Abb 1 :

Schema der Lokalisation von Reiz- und Ableitelektroden

- Reizelektrode
- Oberflächenelektrode
- | Nadelelektrode
- ⋮ Erdungselektrode

Als Reize dienten Rechteckimpulse von 0,2 m/sec. Dauer. Die Reizintensität wurde soweit erhöht, bis auf jeden Fall eine supramaximale Reizung gesichert war. Die Stelle, an welcher wir reizten, wurde mit einem Filzstift markiert, so daß ein

sicheres Auffinden des Reizortes zu einem späteren Zeitpunkt gewährleistet war.

Nachdem die Versuchsperson so mit dem Versuchsablauf praktisch bekannt gemacht war, begann der eigentliche Versuch.

Zunächst gaben wir einen supramaximalen Reiz und zeichneten das gewonnene Potential mit der Polaroidkamera auf. Nach einer ca. 1-minütigen Pause (in dieser Zeit wurde das Foto entwickelt und gekennzeichnet) erfolgte eine Serienstimulation von 10 supramaximalen Reizen mit einer Frequenz von 3 Reizen pro sec. Daraufhin folgte eine 1-minütige Pause mit darauffolgender 5 sec. dauernder maximaler Willkürinnervation. Anschließend wiederholten wir die Serienstimulation von 10 Reizen mit einer Frequenz von 3 Reizen pro sec. Daraufhin war wieder eine 1-minütige Pause, im folgenden eine Reizserie von 10 Reizen bei einer Frequenz von 5 Reizen pro sec. Danach maximale Willkürinnervation ebenfalls von 5 sec. Dauer mit anschließender Reizserie von 10 Reizen bei einer Frequenz von 5 Reizen pro sec.

Nach diesem ersten Teil des Versuchsdurchganges wurde bei der Versuchsperson die Nadelelektrode entfernt und die Oberflächenelektrode angebracht. Dabei wurde zunächst die Haut mit Äther entfettet und dann auf die Oberflächenelektrode Kontaktgel aufgetragen und nach der " belly-tendon " Methode am Hypothenar mit Heftpflaster fixiert. (Bei der " belly-tendon " Methode wird eine Oberflächen-

elektrode über dem Muskelbauch, die andere Elektrode über der Ansatzsehne angebracht). Anschließend erfolgte der gleiche Versuchsablauf wie bei der Anwendung der Nadelelektrode. Die Versuche fanden alle unter isotonischen Bedingungen statt. Um systematische Fehler auszuschalten, die durch die Reihenfolge der Elektrodenart entstehen könnten, haben wir bei 10 Versuchspersonen den Versuch so ausgeführt wie hier beschreiben, bei den anderen 10 Versuchspersonen haben wir zuerst die Oberflächen Elektroden angelegt und erst im 2. Teil des Versuchsdurchganges die Nadelelektroden eingestochen. Zur besseren Übersicht sei der Versuchsablauf noch einmal in Stichworten skizziert:

Teil I

- Einstechen der Nadelelektrode und sukzessive Steigerung der Reizstärke
- einmalige supramaximale Reizung
- 10 supramaximale Reize mit einer Frequenz von 3 pro sec.
- 1-minütige Pause, anschließend 5 sec. maximale Willkürinnervation
- 10 supramaximale Reize mit einer Frequenz von 3 pro sec.
- 1-minütige Pause
- 10 supramaximale Reize mit einer Frequenz von 5 pro sec.
- 1-minütige Pause, anschließend 5 sec. maximale Willkürinnervation
- 10 supramaximale Reize mit einer Frequenz von 5 pro sec.

Teil II

- Entfernen der Nadelelektrode und Befestigen der Oberflächen­elektrode
- einmalige supramaximale Reizung
- 10 supramaximale Reize mit einer Frequenz von 3 pro sec.
- 1-minütige Pause, anschließend 5 sec. maximale Willkürinnervation
- 10 supramaximale Reize mit einer Frequenz von 3 pro sec.
- 1-minütige Pause
- 10 supramaximale Reize mit einer Frequenz von 5 pro sec.
- 1-minütige Pause, anschließend 5 sec. maximale Willkürinnervation
- 10 supramaximale Reize mit einer Frequenz von 5 pro sec.
- Entfernen der Oberflächen­elektrode, anschließend Vorlegen der Fragen zur subjektiven Einschätzung der Untersuchung.

2.4. SUBJEKTIVE EINSCHÄTZUNG DER UNTERSUCHUNG

Im Anschluß an den Versuchsdurchgang wurde der Versuchsperson zur Einschätzung der Schmerzhaftigkeit folgende Fragen vorgelegt, die die Versuchsperson durch Ankreuzen zu beantworten hatte:

Was empfinden Sie als schmerzhafter,
die elektrischen Reize oder Einstich,
Befestigen und Beseitigen der Nadel:

elektrische Reize

Nadel

In einer weiteren Frage sollte die Angst vor einem Wiederholungsversuch eingeschätzt werden

Angenommen, Sie müßten sich wiederholt in der gleichen Weise untersuchen lassen wie eben, wie würden Sie den Grad Ihrer Angst einstufen

a) bei Nadelableitung:

sehr groß / groß / mäßig / gering / keine

b) bei Oberflächenableitung:

sehr groß / groß / mäßig / gering / keine

3. ERGEBNISSE

Die mittels supramaximaler Reizung ausgelösten Potentiale wurden mit dem Elektromyographen DISA 14 C 11 registriert und die übereinanderprojizierten Potentiale mit einer Polaroidkamera aufgenommen. Im einzelnen wurden dabei folgende Potentiale aufgezeichnet: Einmal der Ausgangswert (= A) wobei ein einzelner supramaximaler Reiz erfolgte. Weiterhin wurden die übereinanderprojizierten Potentiale aus den verschiedenen Reizserien aufgenommen, also zehn supramaximale Reize mit einer Frequenz von 3 pro sec. (= V1), dann die gleiche Serie nach Willkürinnervation (= V 2), anschließend zehn supramaximale Reize mit einer Frequenz von 5 pro sec. (= V 3) und dann noch einmal die gleiche Serie nach Willkürinnervation (= V 4). Da die Versuchsdurchgänge jeweils mit Nadel- und Oberflächen Elektroden durchgeführt wurden, ergaben sich für jede Versuchsperson zwei mal fünf Bilder. Um die Ergebnisse der Untersuchung zu verdeutlichen, sind im folgenden exemplarisch die Potentialaufzeichnungen von Versuchsperson I dargestellt.

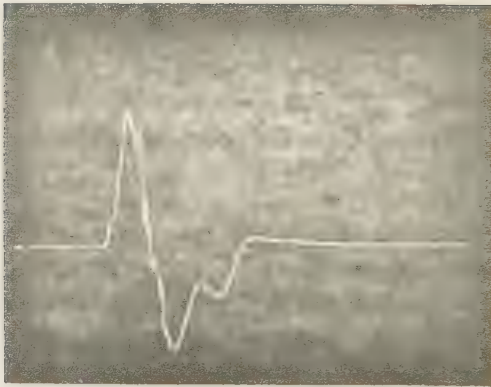


Abb. 2:

Einmaliger supramaximaler Reiz bei Nadelableitung
(A) (Potential 11,5 mV

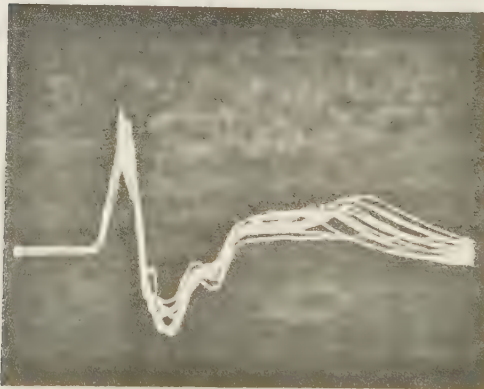


Abb. 3:

10 supramaximale Reize bei Nadelableitung mit einer
Frequenz von 3 pro sec. vor Willkürinnervation (V 1),
(größtes Potential 10,8 mV, niedrigstes Potential
6,6 mV).

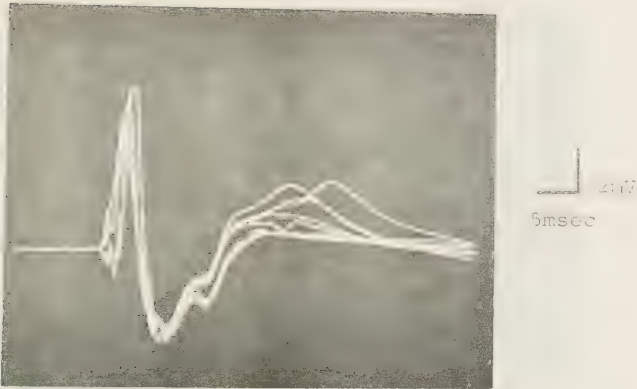


Abb. 4:

10 supramaximale Reize bei Nadelableitung mit einer Frequenz von 3 pro sec. nach Willkürinnervation (V 2), (größtes Potential 12,3 mV, niedrigstes Potential 7,6 mV).

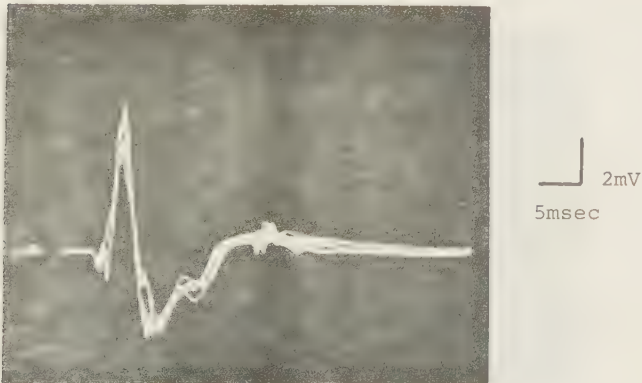


Abb. 5 :

10 supramaximale Reize bei Nadelableitung mit einer Frequenz von 5 pro sec. vor Willkürinnervation (V 3), (größtes Potential 11,0 mV, niedrigstes Potential 7,1 mV).

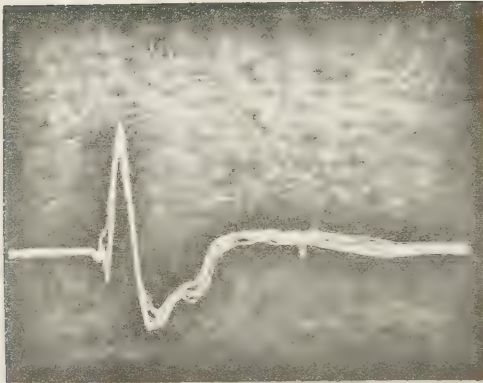


Abb. 6:

10 supramaximale Reize bei Nadelableitung mit einer Frequenz von 5 pro sec. nach Willkürinnervation (größtes Potential 9,8 mV, niedrigstes Potential 7,1 mV).

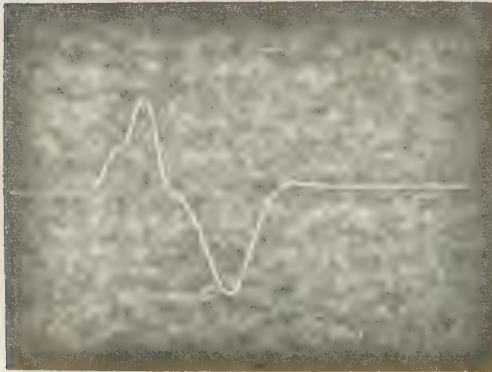


Abb. 7:

Einmaliger supramaximaler Reiz bei Oberflächenableitung (A) (Potential 9,3 mV).

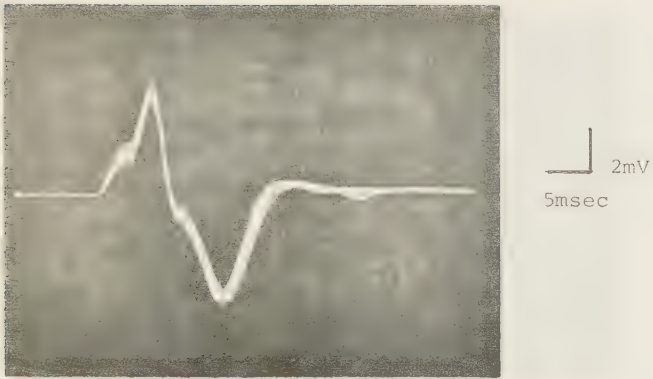


Abb. 8:

10 supramaximale Reize bei Oberflächenableitung mit einer Frequenz von 3 pro sec. vor Willkürinnervation (V 1), (größtes Potential 10,3 mV, niedrigstes Potential 9,4 mV).

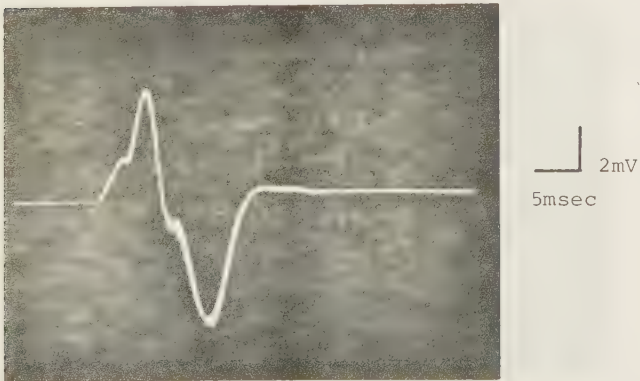


Abb. 9:

10 supramaximale Reize bei Oberflächenableitung mit einer Frequenz von 3 pro sec. nach Willkürinnervation (V 2), (größtes Potential 11,3 mV, niedrigstes Potential 10,6 mV).

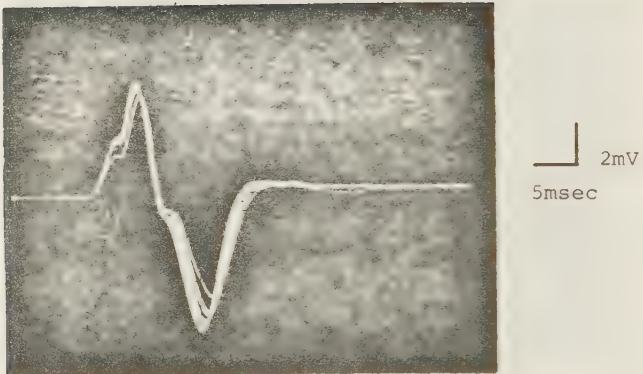


Abb. 10:

10 supramaximale Reize bei Oberflächenableitung mit einer Frequenz von 5 pro sec. vor Willkürinnervation (V 3), (größtes Potential 12,0 mV, niedrigstes Potential 9,6 mV).

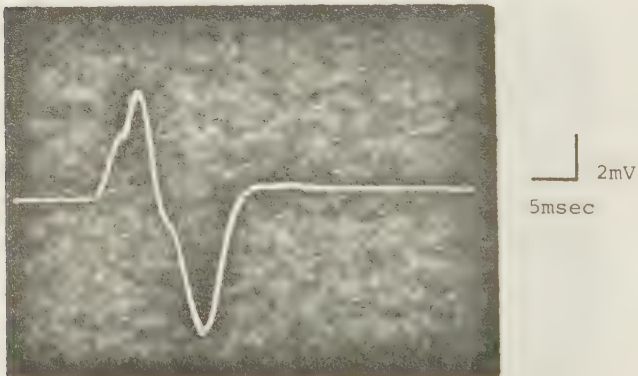


Abb. 11:

10 supramaximale Reize bei Oberflächenableitung mit einer Frequenz von 5 pro sec. nach Willkürinnervation (V 4), (größtes Potential 11,8 mV, niedrigstes Potential 11,1 mV).

3.1. STATISTISCHE AUSWERTUNG

Die Auswertung der Versuchsergebnisse erfolgte, indem von jedem Bild jeweils das höchste Potential von Spitze zu Spitze (mV) gemessen und gleich 100 % gesetzt wurde. Es wurde desweiteren das niedrigste Potential von Spitze zu Spitze (mV) gemessen und prozentual im Bezug auf das höchste Potential ausgedrückt. Die Differenz zwischen dem höchsten und niedrigsten Potentialwert in Prozent ergibt die Amplitudenschwankung prozentual. Die von uns gefundenen Meßergebnisse jeder einzelnen Versuchsperson unter den verschiedenen Versuchsbedingungen sind in Tabellenform im Anhang dieser Arbeit dargestellt.

Zunächst errechneten wir von den Spannungswerten Mittelwerte (M) und Standardabweichungen (s) jeweils unter den verschiedenen Reizbedingungen. Dabei erhielten wir bei Nadelableitung folgende Werte, die in Abb. 12 noch einmal graphisch dargestellt sind.

A:	M = 19,7 mV	s = 7,6 mV
V1:	M = 21,2 mV	s = 7,8 mV
V2:	M = 20,9 mV	s = 7,2 mV
V3:	M = 20,8 mV	s = 7,7 mV
V4:	M = 21,1 mV	s = 7,8 mV

Zum besseren Verständnis sollen die Abkürzungen noch einmal erklärt werden.

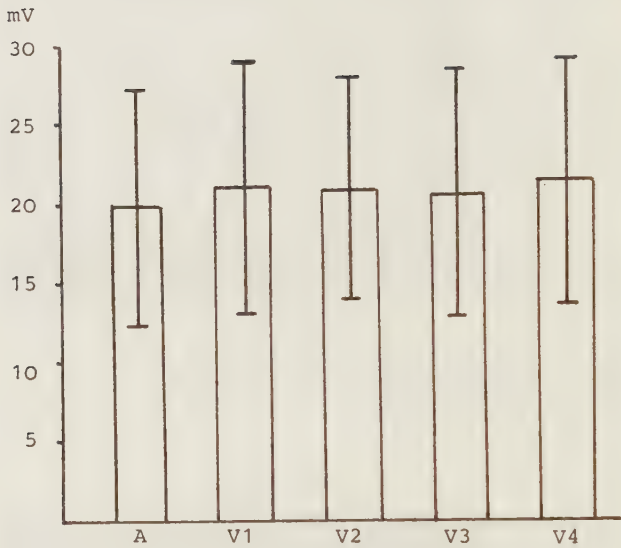


Abb : 12

Darstellung von Mittelwerten und Standardabweichungen der höchsten Spannungswerte (mV) bei Nadelableitung in den verschiedenen Versuchsserien.

A = Ausgangsmessung (ein supramaximaler Reiz)

V1 = Versuchsserie mit 10 Reizen 3/sec. vor Willkürinnervation

V2 = Versuchsserie mit 10 Reizen 3/sec. nach Willkürinnervation

V3 = Versuchsserie mit 10 Reizen 5/sec. vor Willkürinnervation

V4 = Versuchsserie mit 10 Reizen 5/sec. nach Willkürinnervation

Für die Reizserie unter Oberflächenableitung errechneten sich nachfolgende Werte, die in Abb. 13 dargestellt sind.

A: M = 16,6 mV	s = 7,6 mV
V1: M = 17,3 mV	s = 5,0 mV
V2: M = 18,3 mV	s = 5,5 mV
V3: M = 18,1 mV	s = 5,8 mV
V4: M = 18,9 mV	s = 5,4 mV

Da es Untersuchungen gibt, die eine Amplitudenzunahme unter Serienstimulation beobachten, haben wir die Spannungswerte daraufhin untersucht, ob ein signifikanter Unterschied zwischen Ausgangswert A und den höchsten Potentialen der Reizserien V 1, V 2, V 3 und V 4 besteht (2) (11).

Da es sich bei den von uns gewonnenen Daten um Intervalldaten bei abhängigen Stichproben handelt und die Größe der Stichprobe $N = 20$ ist, haben wir als statistisches Verfahren den t-Test für abhängige Stichproben gewählt (5).

Für die Stichprobengröße von $N = 20$ ergibt sich als Prüfkriterium auf dem 5 % Niveau ein $t_{5\%} = 2,09$, auf dem 1 % Niveau ein $t_{1\%} = 2,85$. Ist der von uns errechnete Wert t-kritisch größer als die Werte auf dem 1 % oder 5 % Niveau, dann wird die Nullhypothese zurückgewiesen.

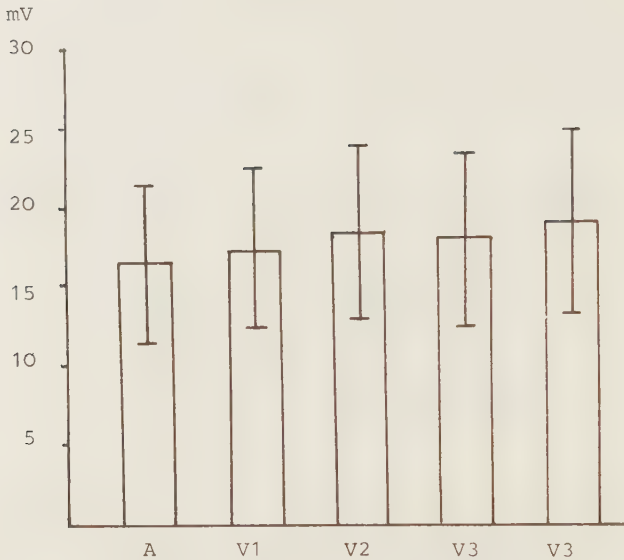


Abb : 13

Darstellung von Mittelwerten und Standardabweichungen der höchsten Spannungswerte (mV) bei Oberflächenableitung in den verschiedenen Versuchsserien.

Unsere Nullhypothese lautete: Es besteht bei Nadelableitung kein signifikanter Unterschied in Bezug auf die Höhe der Spannungswerte (mV) zwischen Ausgangsmessung A und Reizserien V 1, V 2, V 3 und V 4. Als t-kritisch errechneten wir folgende Werte:

A : V1 : t-krit. = 2,83 auf 5 % Niveau signifikant

A : V2 : t-krit. = 1,34 nicht signifikant

A : V3 : t-krit. = 0,50 nicht signifikant

A : V4 : t-krit. = 0,76 nicht signifikant

Unsere Nullhypothese wird bis auf eine Ausnahme angenommen, d.h. also, daß die höchsten Potentiale bei den Reizserien V 2, V 3 und V 4 sich nicht signifikant von den Potentialen bei der Ausgangsmessung A unterscheiden. Bei dem Vergleich zwischen Ausgangsmessung und Reizserie V 1 ergibt sich ein signifikanter Unterschied auf dem 5 % Niveau. In diesem Falle wird die Nullhypothese verworfen und festgestellt, daß die höchsten Potentiale in Reizserie V 1 größer sind als die Potentiale der Ausgangsmessung.

Die gleiche Nullhypothese wie bei den Versuchen mit Nadelableitung wurde auch bei der Oberflächenableitung gestellt. Die t-kritisch sehen dabei folgendermaßen aus:

A : V1 : t-krit. = 2,64 auf 5 % Niveau signifikant

A : V2 : t-krit. = 3,31 auf 1 % Niveau signifikant

A : V3 : t-krit. = 4.05 auf 1 % Niveau signifikant

A : V4 : t-krit. = 3,57 auf 1 % Niveau signifikant

In diesem Fall wird unsere Nullhypothese generell verworfen, d.h., daß die höchsten Potentiale bei den Reizserien V 1, V 2, V 3 und V 4 signifikant größer sind als die Potentiale bei der Ausgangsmessung.

Unser besonderes Interesse bei dieser Untersuchung galt jedoch nicht den absoluten Spannungswerten, sondern uns interessierten die Amplitudenschwankungen unter den verschiedenen Ableitbedingungen. Dabei hatten wir, wie schon erwähnt, das höchste und das niedrigste Potential einer Reizserie von Spitze zu Spitze gemessen und dann prozentual miteinander in Bezug gesetzt. Aus der Differenz der beiden Werte ließen sich die Amplitudenschwankungen berechnen.

Auch hier berechneten wir wieder die Mittelwerte (M) und die Standardabweichungen (s) der in Prozenten ausgedrückten Amplitudenschwankungen. Bei Nadelableitungen ergaben sich dabei die Werte, die in Abb. 14 dargestellt sind.

V1: M = 13,1 %	s = 7,6 %
V2: M = 18,8 %	s = 11,8 %
V3: M = 17,1 %	s = 8,5 %
V4: M = 20,2 %	s = 9,8 %

Die entsprechenden Werte bei Oberflächenableitung lauten folgendermaßen:

V1: M = 13,1 % s = 7,6 %

V2: M = 18,8 % s = 11,8 %

V3: M = 17,1 % s = 8,5 %

V4: M = 20,2 % s = 9,8 %

Diese Werte sind ebenfalls in Abb. 14 graphisch dargestellt.

Um festzustellen, welche Unterschiede sich im Bezug auf die Amplitudenschwankungen bei unterschiedlichen Ableitbedingungen zeigen, haben wir die Meßwerte bei Nadelableitung und bei Oberflächenableitung mittels t-Test für abhängige Stichproben miteinander verglichen. Unsere Nullhypothese lautete: Es besteht kein Unterschied im Ausmaß der Amplitudenschwankung zwischen Nadelableitung und Oberflächenableitung. Das Kriterium auf dem 5 % Niveau war wiederum $t_{5\%} = 2,09$ auf dem 1 % Niveau $t_{1\%} = 2,85$.

Wir errechneten bei dem Vergleich der Amplitudenschwankungen von Nadelableitung mit Oberflächenableitung folgende t-kritisch.

V1 : t-krit. = 3,20 auf 1 % Niveau signifikant

V2 : t-krit. = 4,96 auf 1 % Niveau signifikant

V3 : t-krit. = 4,11 auf 1 % Niveau signifikant

V4 : t-krit. = 4,68 auf 1 % Niveau signifikant

Bei diesen t-kritisch-Werten wird die Nullhypothese verworfen. Die Amplitudenschwankungen sind bei Nadelableitung signifikant größer als bei Oberflächenableitung und zwar auf dem 1 % Niveau. Diese Feststellung trifft auf die Reizserien mit Frequenzen von 3/sec. als auch mit 5 /sec. zu. Außerdem besteht der Unterschied sowohl vor als auch nach Willkürinnervation.

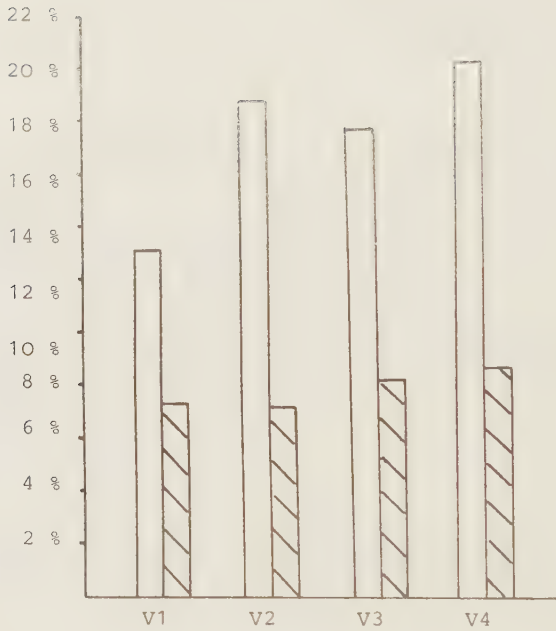


Abb : 14

Darstellung der prozentualen Werte der Amplitudenschwankungen bei Nadelableitung und bei Oberflächenableitung in den jeweiligen Versuchsserien.

- ☐ Nadelableitung
- ☒ Oberflächenableitung

Im Hinblick auf eventuelle Unterschiede der Amplitudenschwankungen vor und nach Willkürinnervation bei verschiedenen Meßmethoden wurden die Ergebnisse ebenfalls mit dem t-Test für abhängige Stichproben untersucht. Die Nullhypothese lautete: Es besteht kein Unterschied im Ausmaß der Amplitudenschwankungen, gleich ob vor- oder nach Willkürinnervation. Bei dem Vergleich vor- nach Willkürinnervation bei Nadelableitung kommen wir zu diesen t-kritisch-Werten.

V1:V2:t-krit = 2,75 auf dem 5 % Niveau signifikant
V3:V4:t-krit = 1,85 nicht signifikant

Für den Vergleich bei Oberflächenableitung ergibt sich:

V1:V2:t-krit = 0,192 nicht signifikant
V3:V4:t-krit = 0,496 nicht signifikant

Wir bleiben also bei der Nullhypothese bis auf eine Ausnahme. Die Amplitudenschwankung ist bei Nadelableitung bei einer Reizfrequenz von 3/sec. nach Willkürinnervation größer als vor Willkürinnervation, auf einem Signifikanzniveau von 5 %.

Bei den bisher aufgezeigten Daten handelte es sich um objektiv zu messende Werte.

In dieser Untersuchung hatten wir auch noch eine subjektive Einschätzung von Schmerzhaftigkeit und Angst vor einer Wiederholungsuntersuchung vornehmen lassen.

Die Frage: "Was empfinden Sie als schmerzhafter, die elektrischen Reize oder Einstich, Befestigen und Beseitigen der Nadel", wurde wie folgt beantwortet: 12 Versuchspersonen nannten den Eingriff mit der Nadel schmerzhafter als die elektrischen Reize, 8 Versuchspersonen hielten die elektrischen Reize für schmerzhafter als die Nadel.

Eine Überprüfung der Aussage mit dem Chi-Quadrat-Test ergab, daß es keinen signifikanten Unterschied im Hinblick auf die Schmerzempfindung zwischen elektrischem Reiz und Anwendung der Nadelelektrode gibt.

Die Häufigkeit der Antworten bei der Frage nach der Angst vor einer Wiederholungsuntersuchung sind unter der Frage zusammengestellt:

"Angenommen, Sie müßten sich wiederholt in der gleichen Weise untersuchen lassen wie oben, wie würden Sie den Grad Ihrer Angst einstufen"

a) bei Nadelableitung

sehr groß	/	groß	/	mäßig	/	gering	/	keine
0		2		9		7		2

b) bei Oberflächenableitung

sehr groß	/	groß	/	mäßig	/	gering	/	keine
0		0		0		14		6

Da wir es bei dieser Frage mit Aussagen auf dem Ordinaldatenniveau zu tun haben, und es sich um eine abhängige Stichprobe handelt, haben wir als statistisches Prüfverfahren den WILCOXON-Test angewendet. Dabei ergibt sich auf dem 1 % Niveau, daß die Angst vor einer weiteren Untersuchung unter den Bedingungen mit Nadelableitung signifikant größer als bei Oberflächenableitung ist.

4. DISKUSSION

Da die absolute Amplitude der Muskelaktionspotentiale eine relativ uncharakteristische Größe ist und u.a. von der Haut bzw. Gewebebeschaffenheit und der Elektrode abhängt, wurde in dieser Untersuchung auf Vergleiche der absoluten Spannungswerte zwischen den Gruppen, also zwischen Nadelableitung und Oberflächenableitung verzichtet. In verschiedenen Untersuchungen wurde über unterschiedliche Ergebnisse der absoluten Potentialwerte berichtet (2) (11) (19).

Deshalb wurde ein Vergleich innerhalb der Gruppen vorgenommen. Ausgangswerte wurden mit den Spannungswerten der Reizserien V 1, V 2, V 3 und V 4 verglichen. Obwohl bei der Nadelableitung die Mittelwerte der Potentiale der Reizserien V 2, V 3 und V 4 größer sind als der Mittelwert der Ausgangsmessung, besteht kein signifikanter Unterschied zwischen Ausgangswert und den Reizserien. Nur bei dem Vergleich Ausgangswert und Reizserie V 1 ist der Mittelwert der Potentiale bei V 1 signifikant größer als bei der Ausgangsmessung A. Demgegenüber erweisen sich bei Oberflächenableitung alle größten absoluten Spannungswerte der Reizserien V 1, V 2, V 3 und V 4 als signifikant größer, als die Potentiale der Ausgangsmessung. Bei Oberflächenableitung ist also unter Serienstimulation in unserer Untersuchung ein signifikanter Potentialanstieg der Reizserien gegenüber der Ausgangsmessung festzustellen. HOPF und BAYKUSCHEW berichten ebenfalls über einen Potentialanstieg unter Serienstimulation (2) (11).

Von STRUPPLER und RUPPRECHT wird dabei der Amplitudenanstieg mit einer "Pseudofazilitierung" erklärt, die wahrscheinlich auf einer besseren Synchronisation des Muskelpotentials durch die wiederholten Reize beruht. Pseudofazilitierung deshalb, weil Messungen ergeben haben, daß zwar die Amplitude größer wird, das Flächenintegral des Potentials jedoch gleich bleibt (24).

Narum sich ein signifikanter Unterschied der Amplitudensteigerung bei Oberflächenableitung und weniger bei Nadelableitung zeigt, läßt sich folgendermaßen erklären. Da durch das kleinere Ableitgebiet bei der Nadelableitung eine mechanische Verschiebung der Elektroden empfindlicher registriert wird als bei der Oberflächenableitung und überdies sich im allgemeinen eine bessere Fixierung der Oberflächen Elektroden erreichen läßt, sind die Streuungswerte der Potentiale bei Nadelableitung größer. Da Streuungen mit in das statistische Prüfverfahren eingehen, ergeben sich bei gleichen Mittelwertsunterschieden, die jedoch unterschiedliche Streuungen besitzen, unterschiedliche Ergebnisse. Der Unterschied im Hinblick auf absolute Spannungswerte innerhalb der Gruppen bei Nadel- und Oberflächenableitung ließe sich also auf mechanische Verschiebungen zurückführen. Auf die Möglichkeit von Potentialschwankungen durch geringe Verschiebungen bei Nadelelektroden weist auch SMORTO hin (22).

Das Interesse bei unseren Stimulationsversuchen liegt jedoch weniger auf den absoluten Potential-

größen als auf Beobachtungen der Potentialschwankungen. Die Potentialschwankungen treten als Charakteristikum beim myasthenischen Syndrom auf, wobei es sich dann um Amplitudenabfälle handelt.

Wenn wir nun die Ergebnisse der Amplitudenschwankungen bei Nadelableitung denen bei Oberflächenableitung gegenüberstellen, so finden wir, daß in dieser Untersuchung die Mittelwerte der Amplitudenschwankungen bei Nadelableitung zwischen 13,1 % und 20,2 % liegen, je nach Versuchsbedingung. Demgegenüber bewegen sich die Amplitudenschwankungen bei Oberflächenableitung in einem sehr viel kleineren Bereich und zwar zwischen 7,4 % und 8,9 %. Vergleicht man direkt die Potentialschwankungen bei Nadelableitung mit denen bei Oberflächenableitung, so ergibt sich unter allen Reizbedingungen ein hochsignifikanter Unterschied und zwar sind die Amplitudenschwankungen bei Nadelableitung immer größer als bei Oberflächenableitung. Dieses Ergebnis läßt sich dadurch erklären, daß die mit der Nadelelektrode erfaßten Potentiale nicht repräsentativ für die elektrische Gesamtaktivität des Muskels sind.

Nach MERTENS und RUEDAS zeigen bei Nadelableitung die Summationspotentiale um so deutlicher ein wellenförmiges An- und Absteigen der Amplitude, je kleiner die Fasergruppe ist, von der abgeleitet wird. Diese Amplitudenschwankungen kommen dadurch zustande, daß intermittierend Fasern ausfallen, die nach kurzer Refraktärzeit wieder auf Impulse antworten (17).

Die Oberflächenableitungen ergeben im Gegensatz dazu eher eine Darstellung der gesamtelektrischen Aktivität des Muskels wieder.

In unserer Untersuchung treten keine signifikanten Unterschiede der Amplitudenschwankungen zwischen, vor und nach Willkürinnervation auf. Dies war auch zu erwarten, da wir die Reizversuche an normalen Versuchspersonen vornahmen, deren Muskeln sich im Gegensatz zu Patienten mit Myasthenia gravis nach Kontraktion wieder erholen.

Die subjektive Einschätzung von Schmerzhaftigkeit und Angst bei Serienstimulationen wird in den meisten Arbeiten außer Acht gelassen. Da viele Versuchspersonen vor den Versuchen Angst äußerten und mehrere mögliche Versuchspersonen den Versuch wegen evtl. Schmerzen ablehnten, haben wir in dieser Arbeit auch eine subjektive Einschätzung von Schmerzhaftigkeit und Angst, die bei solchen Versuchen auftreten, vornehmen lassen. Die Frage nach der Einschätzung der Angst vor Wiederholungsversuchen wurde im Hinblick auf Myasthenia-gravis-Patienten gestellt, die wiederholt solche Reizserien über sich ergehen lassen müssen. Dabei zeigt sich, daß zwischen dem Schmerz, der durch die Anwendung der Nadel hervorgerufen wird, und dem Schmerz, welche die elektrische Serienstimulation erzeugt (3 + 5 Reize/sec.) keine Schmerzart signifikant als der geringere oder stärkerer Schmerz empfunden wird. Für 8 Versuchspersonen ist der elektrische Reiz schmerzhafter als Anwendung der Nadelelektrode. 12 Versuchspersonen

empfinden demgegenüber die Anwendung der elektrischen Reize als schmerzhafter. Dagegen zeigt sich deutlich, daß die Angst vor einem Wiederholungsversuch dann signifikant größer ist, wenn der Versuch mit Nadelelektroden anstatt mit Oberflächenelektroden durchgeführt wird. Bei einem Wiederholungsversuch mit Oberflächenelektroden hätten alle Versuchspersonen, die an unserem Versuch teilgenommen haben, nur geringe oder keine Angst. Diese Aussagen der subjektiven Schmerz- und Angsteinschätzung sollte man sich bei der Untersuchung von Patienten mit Myasthenia gravis vor Augen halten, da es sich bei diesen Patienten häufig ohnehin um ängstliche Personen handelt (16 a).

Da die Ergebnisse im Bezug auf Amplitudenschwankungen bei Oberflächenableitung zuverlässiger sind als bei Nadelableitung, sollten bei reinen Serienstimulationen, bei welchen die elektrische Gesamtaktivität eines Muskels von Interesse ist, Oberflächenelektroden verwendet werden. Nicht zuletzt auch deshalb, weil die Anwendung von Oberflächenelektroden schmerzlos ist.

5. ZUSAMMENFASSUNG

In dieser Arbeit wurden elektromyographische Ableitungen, die mit Nadelelektroden und mit Oberflächen Elektroden vorgenommen wurden, miteinander verglichen. Bei den Reizbedingungen handelte es sich um Serienstimulationen, wie sie vor allem bei der Diagnose des myasthenischen Syndroms eine entscheidende Rolle spielen.

Der Nervus ulnaris wurde über dem Sulcus ulnaris humeri stimuliert und die Muskelpotentiale über dem musculus abductor digiti minimi abgenommen. Nach Messung eines einmaligen supramaximalen Reizes wurde mit Frequenzen von 3 und 5/sec. jeweils 10 mal supramaximal stimuliert. Zwischen den Reizserien wurden Phasen mit maximaler Willkürinnervation eingelegt.

Die Potentiale der Ausgangsmessung wurde den höchsten Potentialen der unterschiedlichen Reizbedingungen gegenübergestellt. Dabei zeigte sich, daß bei Nadelableitung bis auf eine Ausnahme kein signifikanter Unterschied zwischen Ausgangsmessung und den Reizserien bestand. Demgegenüber waren die größten Potentiale bei Oberflächenableitung unter allen Reizbedingungen höher als die Ausgangswerte. Dieses Ergebnis dürfte durch geringe Veränderungen der Nadelspitze und durch Pseudofazilitierung zustande kommen (22) (24). Bei den Amplitudenschwankungen, die in Prozent ausgedrückt wurden, stellten wir bei Nadelableitung Mittelwerte zwischen 13,1 % und 20,2 % fest, bei Oberflächenab-

leitung lagen die Werte unter den verschiedenen Reizbedingungen zwischen 7,5 % und 8,9 %. Ein Vergleich der Amplitudenschwankungen ergibt, daß die Amplitudenschwankungen unter Nadelableitung bei allen Reizbedingungen signifikant größer sind, als unter Oberflächenableitung. Vergleicht man die Amplitudenschwankungen vor- und nach Willkürinnervation, so ergibt sich für die verschiedenen Ableitbedingungen während der verschiedenen Reizserien kein signifikanter Unterschied.

Die subjektive Einschätzung der Schmerzempfindung läßt keinen Unterschied hinsichtlich der Schmerzintensität zwischen Anwendung der Nadel und elektrischen Reizen erkennen. Dagegen konnten wir zeigen, daß die Angst vor einem Wiederholungsversuch dann signifikant größer ist, wenn der Versuch mit Nadelelektroden durchgeführt werden soll.

Aus dem bisher Gesagten ist zu entnehmen, daß für Serienstimulationen aus verschiedenen Gründen Oberflächenelektroden vorteilhafter sind.

6. TABELLEN

TAB 1 :

Absolute Spannungswerte (mV) . Jeweils der höchste (H)
und niedrigste (N) bei Nadelableitung.

Vpn	A	V1		V2		V3		V4	
	(mV)	H	N	H	N	H	N	H	N
1	11,5	10,8	6,6	12,3	7,6	11,0	7,6	9,8	7,1
2	13,0	13,5	12,8	12,5	11,1	12,8	11,1	12,8	10,4
3	24,4	24,1	21,3	23,1	22,2	23,8	22,5	24,1	23,4
4	26,9	26,3	24,1	25,6	21,9	18,9	17,2	18,9	16,6
5	18,1	17,5	15,3	10,6	9,1	11,9	9,1	11,9	9,7
6	12,5	12,3	10,6	12,8	9,9	13,3	10,6	11,5	8,9
7	41,3	40,0	38,1	34,4	30,0	33,8	31,9	32,5	27,5
8	18,1	22,5	19,1	20,0	17,2	21,9	18,4	25,0	19,7
9	17,5	20,6	17,2	27,5	15,9	33,8	20,9	36,9	22,2
10	13,1	13,8	12,8	19,4	17,8	20,6	17,8	17,5	16,3
11	18,8	27,5	22,8	25,6	19,7	22,5	17,8	21,3	12,8
12	20,6	23,8	20,9	18,1	15,3	21,9	16,6	28,1	22,2
13	31,9	34,4	30,9	33,1	28,4	36,3	30,9	31,9	26,6
14	22,5	25,6	22,2	23,8	22,2	25,6	22,8	22,5	17,2
15	17,5	21,3	16,9	21,3	14,1	17,5	14,1	20,6	18,4
16	12,3	12,3	11,8	12,3	11,8	11,6	10,6	11,3	9,0
17	10,8	12,3	11,0	12,0	9,9	12,3	10,4	13,0	9,4
18	25,0	26,6	23,4	27,2	24,7	23,8	21,6	25,9	24,4
19	21,9	22,5	20,6	26,3	16,6	25,0	18,4	26,3	19,1
20	16,3	16,6	14,1	20,6	14,1	16,9	14,1	20,6	15,3

TAB 2 :

Absolute Spannungswerte (mV). Jeweils der höchste (H)
und niedrigste (N) Wert bei Oberflächenableitung.

Vpn	A (mV)	V1 (mV)		V2 (mV)		V3 (mV)		V4 (mV)	
		H	N	H	N	H	N	H	N
1	9,3	10,3	9,4	11,3	10,6	12,0	9,6	11,8	11,1
2	12,5	13,5	11,9	13,8	12,9	13,3	12,6	13,5	12,6
3	14,4	14,4	12,8	14,4	14,1	14,4	12,8	15,0	14,4
4	10,0	10,0	9,7	10,6	10,3	10,6	10,3	12,8	11,9
5	9,5	9,8	8,9	10,8	9,8	9,0	8,4	10,3	8,9
6	15,5	17,5	15,9	18,1	15,9	17,8	15,9	19,4	14,7
7	16,6	17,5	15,9	19,4	17,8	16,9	13,4	19,7	18,4
8	19,4	20,6	20,3	22,5	21,6	23,4	21,6	25,0	22,8
9	19,4	21,9	19,7	24,1	22,2	23,8	22,8	26,2	25,0
10	19,4	20,0	19,4	21,3	20,3	20,0	18,8	20,6	20,0
11	23,3	23,1	22,2	24,4	22,8	25,6	22,2	26,2	23,4
12	11,0	11,5	10,6	11,5	10,6	11,8	10,9	12,3	11,1
13	21,9	24,4	22,8	27,5	26,6	27,5	24,7	27,5	26,6
14	16,3	16,3	15,3	18,1	16,6	17,5	15,6	17,5	14,1
15	23,1	25,0	22,8	27,5	23,4	28,1	26,6	23,8	20,6
16	13,1	14,5	14,1	15,5	14,9	15,0	14,4	17,0	16,1
17	21,3	21,9	19,7	23,1	21,6	22,8	21,3	23,8	21,6
18	20,6	22,5	21,3	21,9	20,3	22,5	21,6	22,2	19,7
19	22,8	16,6	15,6	17,5	15,9	16,6	15,9	18,1	17,2
20	12,5	13,8	11,6	13,1	11,1	14,0	13,4	15,5	14,4

TAB 3 :

Werte der Amplitudenschwankungen (in Prozent) bei Nadelableitung in den verschiedenen Versuchsdurchgängen.

Vpn	V1 (%)	V2 (%)	V3 (%)	V4 (%)
1	38,9	38,2	30,9	27,6
2	5,2	11,2	13,3	18,7
3	11,6	3,9	5,5	2,9
4	8,4	14,5	9,0	12,2
5	12,6	14,2	23,5	18,5
6	18,7	22,7	20,3	22,6
7	4,7	12,8	5,6	15,4
8	15,1	14,0	16,0	21,9
9	16,5	42,2	38,2	39,8
10	7,2	8,2	13,6	6,9
11	17,1	23,0	20,9	39,1
12	12,2	15,5	24,2	21,0
13	10,2	14,2	14,9	16,6
14	13,3	6,7	10,9	22,3
15	20,7	33,8	19,4	10,7
16	4,1	4,1	8,6	20,4
17	10,6	17,5	15,4	27,7
18	11,0	9,9	9,2	5,8
19	8,4	36,9	26,4	27,4
20	15,1	31,6	16,6	25,8

TAB 4 :

Werte der Amplitudenschwankungen (in Prozent) bei Oberflächenableitung in verschiedenen Versuchsdurchgängen.

Vpn	V1 (%)	V2 (%)	V3 (%)	V4 (%)
1	8,7	6,2	20,0	5,9
2	11,9	6,5	5,3	6,7
3	11,2	2,1	11,1	4,0
4	3,0	2,8	2,8	7,0
5	9,2	9,3	6,7	13,6
6	9,1	12,2	10,7	24,2
7	9,1	8,2	18,3	6,6
8	1,5	4,0	7,7	8,8
9	10,0	7,9	4,2	4,6
10	3,0	4,7	6,0	3,0
11	3,9	6,6	13,3	10,7
12	7,6	7,6	7,5	9,2
13	6,6	3,3	10,2	3,3
14	6,1	8,3	10,9	19,4
15	8,8	14,9	5,3	13,4
16	2,8	3,9	4,0	5,3
17	10,0	6,5	6,6	9,2
18	5,3	7,3	4,0	11,3
19	6,0	9,1	4,2	5,0
20	15,9	15,3	4,3	7,1

7. LITERATURVERZEICHNIS

1. BASMAJIAN, J.V.
Electrodes and electrode connectors
in: New Developments in Electromyography
and Clinical Neurophysiology.
Hrsg: J.E.DESMEDT, Karger, Basel 1973
vol. 1, pp 502 - 510
2. BAYKUSCHEW, S., H.C. HOPF
Amplitude und Dauer des Muskel- und Ant-
wortpotentials im Beginn einer Reizserie.
EEG Clin. Neurophysiol. 30, 1971, 260 P
3. BODECHTEL, G.
Differentialdiagnose neurologischer Krank-
heitsbilder.
Thieme, Stuttgart, 3. Aufl., 1967, S. 818 -
826
4. BOUISSET, S., B. MATON
Comparison between surface and intramuscular
EMG during voluntary movement.
in: New Developments in Electromyography
and Clinical Neurophysiology.
Hrsg: J.E. DESMEDT, Karger, Basel, 1973
vol. 1, pp 533 - 539
5. CLAUS, G. H. EBNER
Grundlagen der Statistik für Psychologen,
Pädagogen und Soziologen.
Verlag Harri Deutsch Frankfurt a.M. und
Zürich, 1970, pp 217 - 221
6. COHEN, H.L., J. BRUMLIK
Manual of Electroneuromyography
Harper and Row, Hagerstown (Maryland),
1976, pp 18 - 41
7. DELAGI, E. F., J. JAZZETTI, D. MORRISON, A. PEROTTO
Anatomic guide for the electromyographer
C.C. Thomas, Springfield (III.), 1973, pp
4 - 5

8. DESMEDT, J.E.
The neuromuscular disorder in myasthenia gravis.
in: New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology.
Hrsg: J.E. DESMEDT, Karger, Basel, 1973, pp 241 - 304
9. HARVEY, A.M., R.L. MASLAND
A method for the study of neuromuscular transmission in human subjects.
Bull. Johns Hopk. Hosp. 68, 1941, pp 81 - 93
10. HEYCK, H., G. LAUDAHN
Die progressiv - dystrophischen Myopathien.
Springer Verlag, Berlin - Heidelberg - New York, 1969
11. HOPF, H.C., S. BAYKUSHEW
Dauer und Amplitude des Muskelantwort-Potentials in Relation zur Stimulationsfrequenz bei repetitiver Reizung.
Z. EEG - EMG 5, 1974, 225 - 230
12. JACOBI, M.H., A. STRUPPLER
How to evaluate variations in muscle action potential following repeated nerve stimulation.
EEG Clin. Neurophysiol. 25, 1968, pp 402
13. JOHNS, R.J.D. GROB, A.M. HARVEY
Effects of nerve stimulation in normal subjects and in patients with myasthenia gravis.
Bull. Johns Hopk. Hosp. 99, 1956, pp 125 - 135
14. LAHODA, F., A. ROSS, W. ISSEL
EMG - Fibel - Ein Leitfaden für die praktische Elektromyographie und Elektroneurographie.
Johann Amrosius Barth, Frankfurt, 1973

15. LUDIN, H.P.
Das normale Elektromyogramm.
in: Atlas der Elektromyographie
Hrsg: H.C. Hopf und A. Struppler, Thieme,
Stuttgart, 1974, pp 8 - 17
16. LUDIN, H.P.
Pathophysiologische Grundlagen elektromyographischer Befunde bei Neuropathien und Myopathien.
Thieme, Stuttgart, 1977 pp 1 - 10
- 16 a. LÜTZENKIRCHEN, J.M. v. Bomhard, M. Lurati
Psychosomatische Aspekte
in: Myasthenia gravis und andere Störungen der neuromuskulären Synapse.
Hrsg: G. Hertel, H.G. Mertens, K. Richter, K. Schimrigk, Thieme, Stuttgart, 1977, pp 153 - 156
17. MERTENS, H.G., G. RUEDAS
Elektromyographische Untersuchungen bei elektrischer Nervenreizung.
I. Frequenzbelastbarkeit des neuromuskulären Überganges bei Myopathien.
Dtsch. Z. Nervenheilkunde 182, 1961, S. 577 - 596
18. MORTIER, W., D. KARCH
Serienstimulation bei gesunden Kindern.
in: Myasthenia gravis und andere Störungen der neuromuskulären Synapse.
Hrsg: G. Hertel, H.G. Mertens, K. Richter, K. Schimrigk, Thieme, Stuttgart, 1977, pp 84 - 87
19. RICKER, K., G. HERTEL
Klinische Wertigkeit diagnostischer Methoden.
in: Myasthenia gravis und andere Störungen der neuromuskulären Synapse.
Hrsg: G. Hertel, H.G. Mertens, K. Richter, K. Schimrigk, Thieme, Stuttgart, 1977, pp 56 - 64

20. RICKER, K., G. HERTEL, S. STODIECK
Temperatureinfluß auf die neuromuskuläre
Funktionsstörung.
in: Myasthenia gravis und andere Störungen
der neuromuskulären Synapse.
Hrsg: G. Hertel, H.G. Mertens, K. Richter,
K. Schimrigk, Thieme, Stuttgart, 1977, pp
80 - 83
21. SIEGEL, S.:
Nonparametric statistics for the behavioral
sciences.
McGraw-Hill, New York, 1956, pp 42 - 47
22. SMORTO, M.P., J.V. BASMAJIAN
Elektrodiagnosis - A Handbook for Neuro-
logists.
Harper and Row, Hagerstown, 1977, pp
117 - 128
23. STRUPPLER A., E.O. RUPRECHT
Elektromyographie (EMG) und Elektroneuro-
graphie (ENG). Grundlagen und diagnostische
Bedeutung.
Z. EEG - EMG 2, 1971, S. 2 - 16
24. STRUPPLER A., E.O. RUPRECHT
Störungen des neuromuskulären Überganges.
in: Atlas der Elektromyographie
Hrsg: H.C. Hopf und A. Struppler, Thieme,
Stuttgart, 1974

LEBENS LAUF

Am 15.09.1947 wurde ich als Sohn des Ehepaares Magda und Hubert Krahle in Jugenheim/Bergstraße geboren.

- 1954 - 67 Schulbildung mit Abitur am Starkenburg-Gymnasium in Heppenheim/Bergstraße.
- 1967 - 69 Psychologiestudium mit Vordiplom an der Universität Gießen.
- 1969 Beginn des Medizinstudiums an der LMU München.
- 1970 im September Vorphysikum an der Universität München
- 1971 Zulassung zum Doppelstudium in Medizin und Psychologie.
- 1972 im April Physikum an der Universität München.
- 1973 im Dezember Diplom Hauptprüfung für Psychologen an der Universität München.
- 1974 von März bis November Aufenthalt in Lateinamerika, dabei Mitarbeit an einem medizinischen Entwicklungsprojekt.
- 1975 im Dezember Staatsexamen in Medizin an der Universität München.
- 1976 - 77 Ableistung der Medizinalassistentenzeit.
- 1977 am 04.05. Approbation
von Mai bis November Assistenzarzt an der gynäkologischen Abteilung des Kreiskrankenhauses Eggenfelden.
Seit Dezember bereite ich mich auf eine Projektaufgabe beim Deutschen Entwicklungsdienst vor.

